

Розробка імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі

Є. Б. Яворська, О. І. Стрембіцька, М. О. Стрембіцький, І. М. Паньків

Розроблено імітаційну модель фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі із врахуванням природи сигналів біологічного походження та стадій перебігу стрес-реакції. Основою методу побудови імітаційної моделі є відтворення форми та кодуєчих точок сигналу із врахуванням кривої перебігу стрес-реакції шляхом використання гармонічних функцій на характерних часових інтервалах. Застосування імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі із наперед відомими параметрами дає змогу здійснювати валідацію методів та алгоритмів опрацювання таких даних. Встановлено, що в процесі імітаційного моделювання потрібно враховувати періодичність сигналу, наявність випадкової складової та криву перебігу стрес-реакції при психоемоційному стресі. Це призводить до ускладнення алгоритму моделювання сигналу. Проте використання імітаційної моделі із змінними входними параметрами, дозволяє відтворювати сигнал із акцентом на етапи перебігу стрес-реакції. Однією із особливостей запропонованої імітаційної моделі є можливість відтворення сигналу за кодуєчими точками по амплітуді та часових інтервалах із використанням гармонічних функцій. Відносна похибка для розкиду амплітуди такої моделі та експериментальних даних складає 3,97 %, а для періоду – 3,41 %. Розрахунок *t*-критерію Стьюдента показав, що різниця є статистично незначущою: $p=0,296$ – для амплітуди та $p=0,275$ – для періоду. Це свідчить, що імітаційна модель враховує основні характеристики фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі: періодичність, випадкову складову та криву перебігу стрес-реакції. Використання запропонованої імітаційної моделі є адекватним способом оцінки методів та алгоритмів аналізу стану серцево-судинної системи при психоемоційному стресі.

Ключові слова: гармонічна функція, імітаційна модель, періодичний сигнал, психоемоційний стрес, фотоплетизмографічний сигнал.

1. Вступ

Виникнення психоемоційного напруження на прийомі у лікаря-стоматолога є фактором розвитку і прогресування захворювань серцево-судинної системи (ССС) – гіпертонічного кризу, інфаркту міокарда, інсульту, аритмії, тощо [1]. Відповідно до даних тестування дентофобією страждають 80 % пацієнтів, які звертаються за допомогою до лікаря-стоматолога [2, 3]. Надання стоматологічної допомоги населенню належить до масових видів медичної допомоги, оскільки 20–25 % звернень пов'язані із захворюваннями ротової порожнини (345–550 випадків звернень на 1000 жителів) [4]. Своєчасне виявлення порушень у діяльності ССС, пов'язаних із психоемоційним стресом на

прийомі у стоматолога, є актуальною медичною проблемою. Одним із неінвазивних способів відбору даних, які містять інформацію про стан ССС у тому числі і при психоемоційному стресі, є відбір параметрів пульсового сигналу – фотоплетизмографія [5, 6]. Оскільки аналіз фотоплетизмографічного сигналу базується на використанні алгоритмів опрацювання масиву даних, то оцінити достовірність отриманих результатів можна із використанням імітаційної моделі із відомими параметрами. Побудова такої імітаційної моделі є актуальною задачею з точки зору забезпечення валідації методів та алгоритмів оцінки стану серцево-судинної системи при психоемоційному стресі. Крім того, з точки зору взаємодії лікар-пацієнт використання чітких маркерів стану пацієнта є фактором зниження ризиків невідкладних станів. В деякій мірі такі алгоритми реалізовані в окремих системах кардіомоніторингу, але вони мають високу ціну та складні у використанні. Тому, актуальною задачею є розробка імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі із змінними вхідними параметрами для забезпечення процесу валідації алгоритмів на етапі розробки нової та удосконалення існуючої діагностичної апаратури.

2. Аналіз літературних даних та постановка проблеми

У роботі [1] наведено результати оцінки психоемоційного стану пацієнтів, зумовленого стресовою ситуацією, на основі показників анкетування пацієнта та лікаря. Підхід до виявлення психоемоційного напруження, який базується не лише на анкетуванні та оцінці поведінки пацієнта, а також на проведенні кардіомоніторингу, запропоновано у праці [3]. Оцінка психоемоційного стану потребує використання великої кількості даних, тому у роботі [5], окрім вказаних вище параметрів, запропоновано проводити оцінку дихальних рухів, як додаткову діагностичну ознаку. Розрахунок коефіцієнта Хільдебранта, вегетативного індексу, хвилинного об'єму крові, запропонованого у праці [7], є додатковим критерієм, який дає можливість судити про психоемоційний стан пацієнта. Тому з ціллю визначення психоемоційного стану пацієнта у вказаних роботах запропоновано використовувати ряд методів: аналіз особливостей поведінки пацієнта, анкетування по J. Teylor (назву методу використано у праці [3]), тестування за Люшером, механічні – вимірювання артеріального тиску; електрокардіографічні, плетизмографічні, електроміографічні, енцефалографічні, електрошкірні, реографічні, поліграфічні, спільні методи.

Показано, що такий підхід до визначення стану пацієнта дозволяє проводити оцінку психоемоційного стану на основі значного обсягу інформації, отриманої шляхом опитування пацієнта та оцінки фізіологічних показників. Дані, отримані в дослідженні [3], дозволяють стверджувати, що психоемоційний стан пацієнта можна оцінити за показниками кардіомоніторингу. У роботі [7] також зроблено акцент на оцінці вимірювальних показників – артеріальний тиск, частота серцевих скорочень, дихальні рухи, тощо. Тому доцільно виключити із алгоритму оцінки психоемоційного стану фактори, які впливають на достовірність отриманих результатів. Серед них варто виділити ті, що базуються на особистому досвіді лікаря та пов'язані із суб'єктивним сприйняттям та оцінкою результатів аналізу особливостей поведінки пацієнта, результатів тесту-

вання та анкетування. Використання різнотипних алгоритмів, методів відбору даних, апаратного та програмного забезпечення, способів інтерпретації також є недоліком даних досліджень, оскільки різні кількісні та якісні показники є причиною недоцільності використання такого підходу на практиці [3, 7].

Варіантом подолання таких труднощів є використання підходу, що базується на відборі та інтерпретації даних, отриманих неінвазивно та без втручання суб'єктивного фактору. Одним із таких методів є оцінка діяльності серцево-судинної системи шляхом аналізу пульсової хвилі із використанням оптичних давачів – фотоплетизмографія [8]. Вона відображає параметри периферійного кровообігу та не потребує складного апаратного та програмного забезпечення. При оцінці алгоритмів аналізу фотоплетизмографічного сигналу (ФПС) доцільно використовувати дані, які мають завідома визначені параметри. Такі дані можна отримати із використанням імітаційних моделей. У праці [9] запропоновано імітаційну модель пульсової хвилі у вигляді синусоїди з експотенційним затуханням, яка враховує форму та кодуєчі точки сигналу, проте не враховує періодичність та випадкову складову сигналів біологічного походження. Адитивна суміш детермінованої і випадкової складових як імітаційна модель, що відображає стан периферійного кровообігу, запропонована у праці [10]. Вказана імітаційна модель враховує випадковість сигналу, однак не передбачає відтворення всіх кодуєчих точок та періодичності сигналу. Гармонічна трифазна модель [11] відображає форму сигналу, без врахування його періодичності та випадкової складової. Ще одним варіантом імітаційного моделювання пульсового сигналу є адаптивна негармонічна модель [12], яка не враховує періодичність сигналу. Окрім вказаних недоліків, аналіз імітаційних моделей показав, що у їх структурі не враховано зміну часових та амплітудних показників, які зумовлені перебігом періодичних середньо- та довготривалих процесів. Імітаційна модель, яка враховує періодичність сигналу, випадкову складову та перебіг довготривалих процесів, а саме добового пульсового сигналу, наведено у праці [13]. Проте залишилися невирішеними питання, які стосуються врахування у структурі сигналу специфічних особливостей перебігу стрес-реакції. Стрес – це неспецифічна реакція організму на несподівану та напружену ситуацію; це фізіологічна реакція, що мобілізує резерви організму і готує його до фізичної активності типу супротив, боротьба, втеча [14]. Стрес призводить до зміни у режимі роботи багатьох органів та систем, у тому числі і серцево-судинної системи – зміна ритму серця, частоти пульсу, артеріального тиску, тощо. Стрес виражається загальним адаптаційним синдромом, який не залежить від патогенного фактору – хімічного, термічного, фізичного, психологічного [1]. Відповідно до класифікації, запропонованої у праці [15], стрес має три основні стадії:

1. Перша стадія – стадія тривоги, під час якої опір організму спочатку знижується (“шоку”), а згодом включаються захисні механізми (“фаза протишоку”).
2. Друга стадія – стадія резистентності, коли за рахунок напруги функціональних систем відбувається пристосування організму до нових умов. Якщо стрес не припиняє своєї дії, то можливе виникнення третьої стадії.
3. Третя стадія – стадія виснаження, в якій проявляється неспроможність захисних механізмів і наростає порушення узгодженості життєвих функцій.

Формування стрес-реакції організму має чітку послідовність рис. 1 [15]. Перша фаза – фаза шоку Ia, яка переходить у фазу протишоку Ib. На етапі I відбувається мобілізація ресурсів організму та активації адаптаційних механізмів. При досягненні стрес-фактором максимального значення опірність організму знижуються, що характерно для фази нестійкої адаптації II. Якщо дія стрес-фактору на даному етапі припиняється, то в подальшому відбувається відновлення діяльності організму на рівні, який спостерігався до початку дії стресу. Стадія виснаження III настає внаслідок поступового вичерпання резервів людини. Це призводить до погіршення діяльності “найслабшої” ланки в організмі, що призводить до погіршення функціонування вже хворого органу. Особливістю даного процесу є поступовий перехід від функціональних зрушень у внутрішніх органах до деструктивних процесів і органічних змін у них.

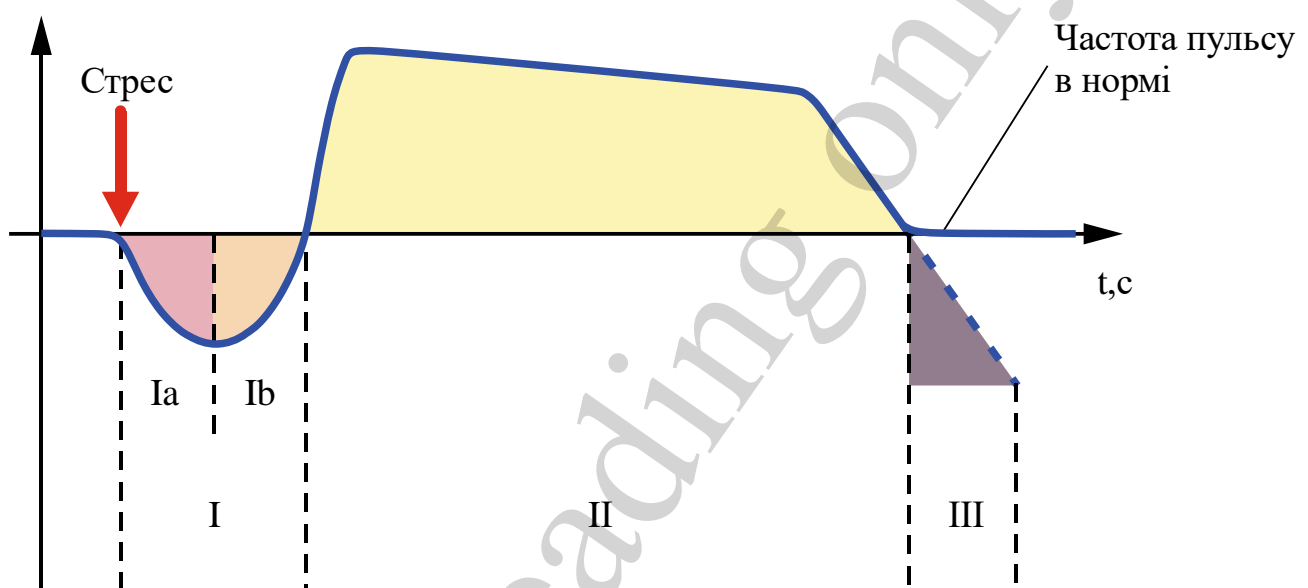


Рис. 1. Стадії стресу за Н. Selye: I – стадія тривоги: Ia – фаза шоку, Ib – фаза протишоку; II – стадія резистентності; III – стадія виснаження: $x - t$, c – час в секундах [15]

Стадії стрес-реакції при цьому прослідковуються у діяльності серцево-судинної системи [16], зокрема у зміні амплітудних та часових характеристик пульсової хвилі. У роботі [17] показано основний принцип аналізу пульсового сигналу із використанням кодуючих точок рис. 2 в межах періоду сигналу. Оскільки пульс є сигналом біологічного походження, тому окрім періодичної складової він має також випадкову складову [18] та аномальні сегменти випадкового характеру [19], процес формування яких залежить від внутрішніх та зовнішніх чинників.

Існує значна кількість імітаційних моделей пульсової хвилі, однак немає цілісного підходу до моделювання змін пульсової хвилі при дії стрес-фактору. Механізм валідації алгоритмів опрацювання фотоплетизмографічного сигналу (ФПС) потребує використання даних, які мають наперед визначені параметри. Отримати такі дані із використанням імітаційних моделей можливо лише за

умови врахування у структурі моделі основних характеристик сигналів, відібраних від біооб'єктів. При психоемоційному стресі для фотоплетизмографічного сигналу потрібно врахувати його періодичність, випадкову складову та криву перебігу стрес-реакції на значному інтервалі часу. Вказаний інтервал часу відповідає періоду від початку дії стрес-фактору і до відновлення діяльності серцево-судинної системи. Тому існує проблема відсутності даних із наперед відомими параметрами, тобто імітаційних моделей, які можна використати для валідації методів опрацювання ФПС при психоемоційному стресі.

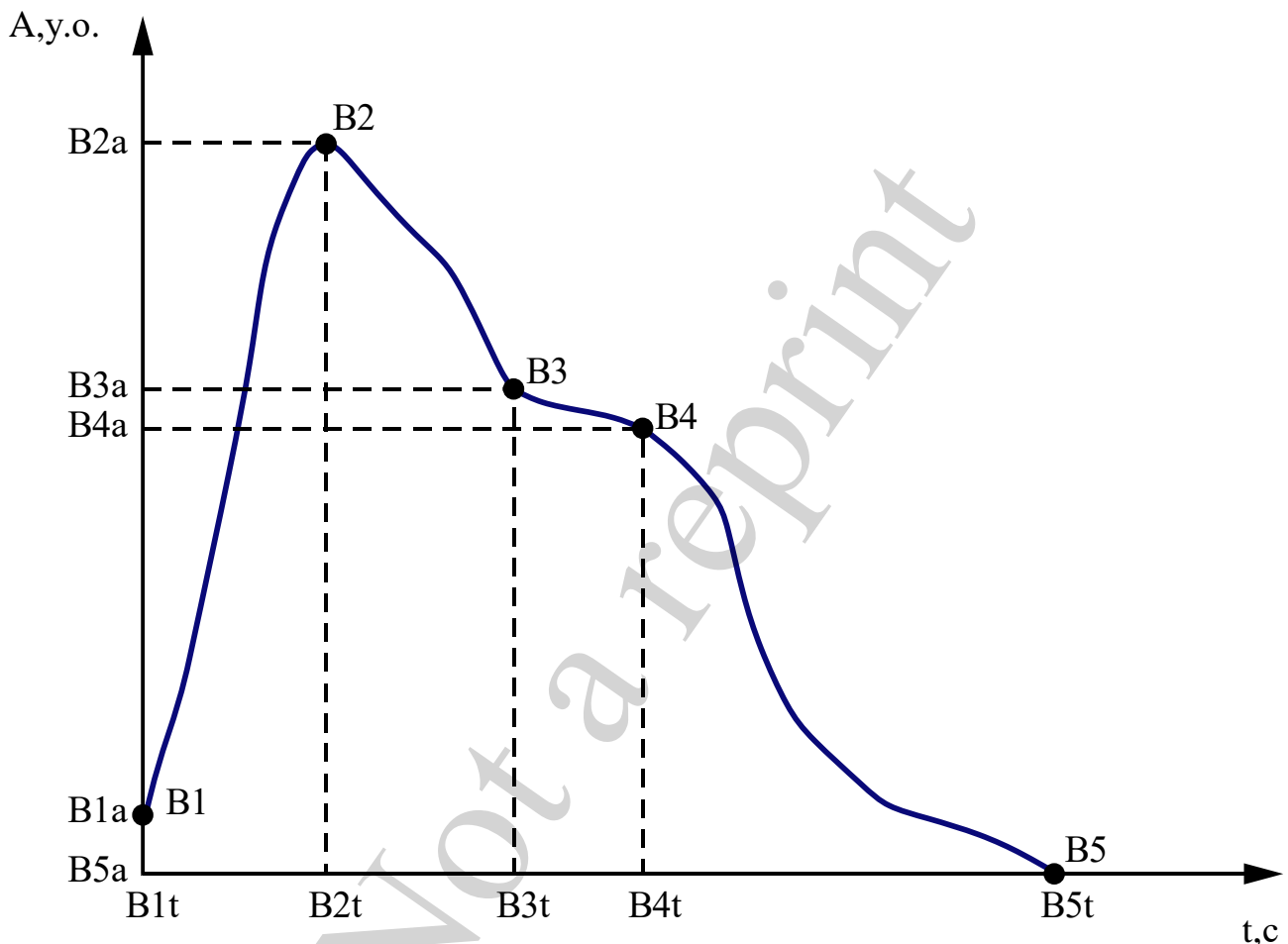


Рис. 2. Основні кодуючі точки об'ємного пульсу: $x - t, c$ – час в секундах; $y - A, у.о.$ – амплітуда в умовних одиницях [17]

Для вирішення такої проблеми необхідно розробити імітаційну модель ФПС із врахуванням максимально-можливої кількості параметрів сигналу при психоемоційному стресі. Відсутність даних із наперед визначеними параметрами, які можна отримати шляхом використання імітаційної моделі сигналу, є однією із причин ускладнення валідації методів та алгоритмів опрацювання ФПС при психоемоційному стресі. Це дозволяє стверджувати, що розробка імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі є актуальною задачею для вирішення проблеми валідації методів та алгоритмів опрацювання сигналу при оцінці стану ССС під впливом стрес-фактору.

3. Мета та задачі дослідження

Метою даного дослідження є побудова імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі, яка враховує періодичні та випадкові складові сигналу у межах стадій перебігу стрес-реакції організму. Така модель дасть можливість проводити валідацію алгоритмів опрацювання ФПС при психоемоційному стресі на етапі розробки програмного забезпечення за рахунок використання даних із наперед відомими параметрами.

Для досягнення цієї мети необхідно розв'язати такі задачі:

- розробити імітаційну модель фотоплетизмограми в межах одного періоду;
- розробити імітаційну модель фотоплетизмограми в межах n -ої кількості періодів із врахуванням випадкової складової;
- розробити імітаційну модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі;
- розробити комплексну імітаційну модель періодичного ФПС із випадковою складовою та врахуванням кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі.

4. Матеріали та методи дослідження

4. 1. Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу в межах одного періоду

Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду враховує у своїй структурі форму сигналу та основні кодуючі точки, за якими проводиться аналіз стану ССС. Суть процесу моделювання ФПС полягає у відтворенні форми сигналу із використанням гармонічних функцій для n -ого числа відрізків для k -ої реалізації пульсової хвилі, які враховують амплітудні та часові параметри сигналу (1):

$$\xi_k(t) = \xi_{1k}(t_1) \cup \xi_{2k}(t_2) \cup \xi_{3k}(t_3), \dots, \xi_{nk}(t_n), \quad (1)$$

де $t_{1,2,3,\dots,n} \in [0, T_{1,2,3,\dots,n})$ – часовий діапазон 1, 2, 3, ..., n -ої хвилі; $t \in T_1 + T_2 + T_3 + \dots + T_n$ – тривалість, яка рівна тривалості одного серцевого циклу; $\xi_{1k, 2k, 3k, \dots, nk}(t)$ – продовжений по часовій осі n -го відрізка хвилі ФПС, $t \in [0, T_n)$; k – реалізація пульсової хвилі $k=1, 2, 3, \dots, K$, K – кількість реалізацій пульсової хвилі.

Блок-схема алгоритму імітаційного моделювання ФПС в межах одного серцевого циклу зображено на рис. 3.

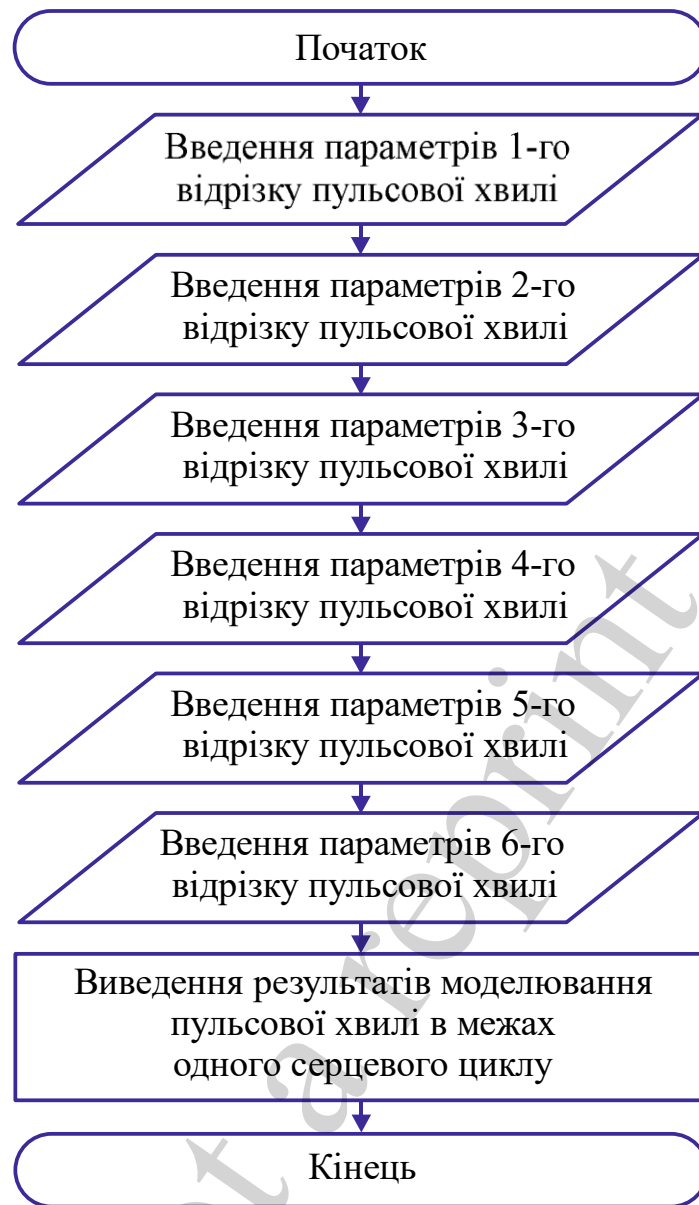


Рис. 3. Блок-схема алгоритму моделювання ФПС в межах одного періоду

Імітаційна модель пульсового сигналу на періоді T побудована із врахуванням характерних амплітудних та часових інтервалів, які несуть діагностичну цінність (2):

$$S_{nk}(t) = A_{nk} \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk}, \quad t \in [0, T_{nk}), \quad (2)$$

де n – номер хвилі на певних інтервалах, $n=1, 2, \dots, N$; N – кількість хвиль; T_{nk} – тривалість n -ої хвилі на k -му періоді; A_{nk} – амплітуда nk -ої хвилі; f_{nk} – частота коливання синусоїди; K_{nk} – коефіцієнт нахилу nk -ої хвилі; L_{nk} – масштабні коефіцієнти для nk -ої хвилі.

Процес моделювання ФПС в межах одного періоду відображено на рис. 4.

Для моделювання ФПС в межах одного періоду використано пакет приладних програм MATLAB R2019b (США).

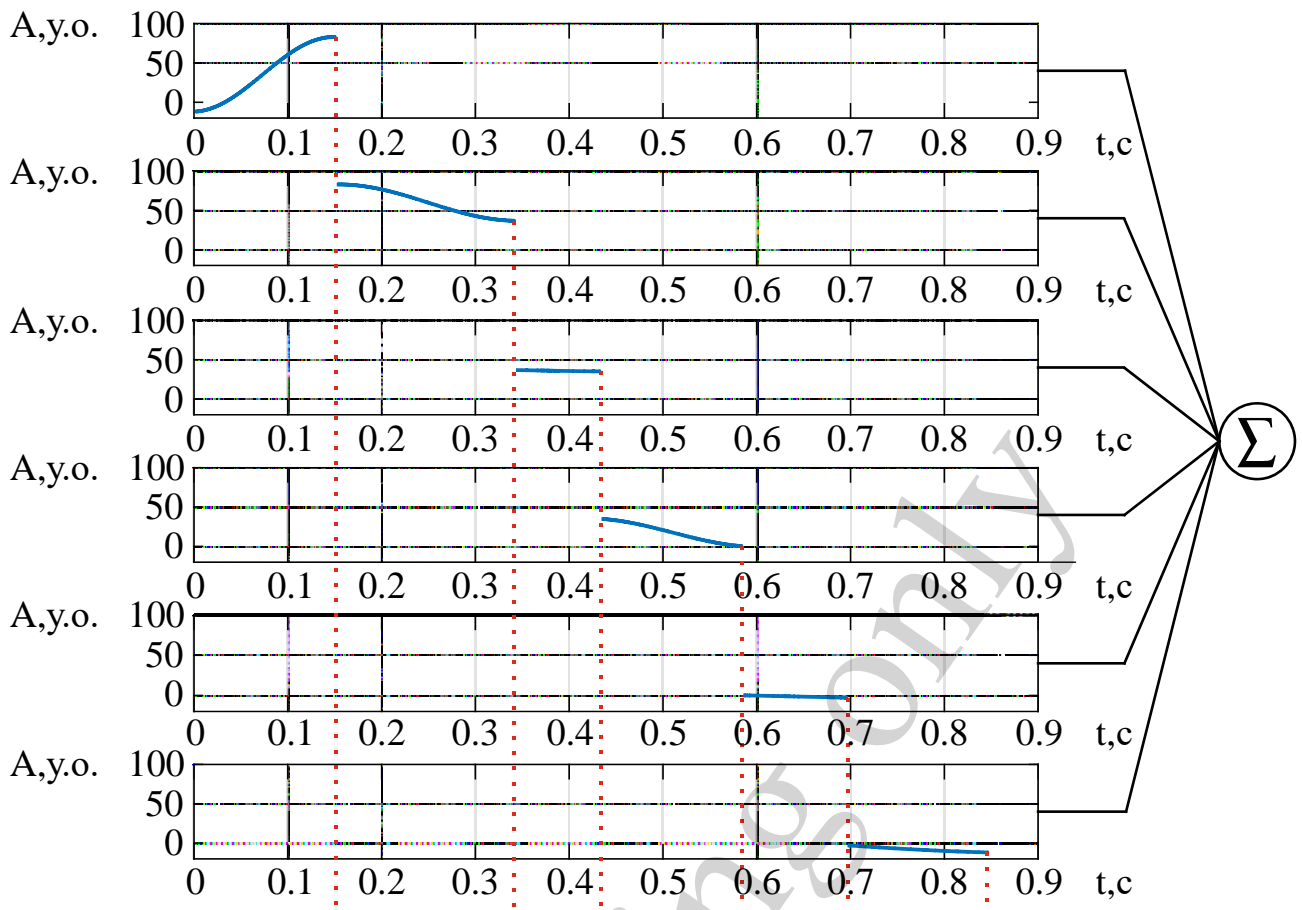


Рис. 4. Процес моделювання ФПС в межах одного періоду: $x - t$, с – час в секундах; $y - A$, у.о. – амплітуда в умовних одиницях

4. 2. Імітаційна модель фотоплетизмографічного сигналу в межах n -ої кількості періодів із врахуванням випадкової складової

ФПС є сигналом біологічного походження, тому окрім періодичної складової він містить випадкову складову по часу t та амплітуді A з математичним сподіванням $M\{A\}$, $M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}$, $D\{t\}$. Для моделювання ФПС в межах n -ої кількості періодів потрібно продовжити його на n -ну кількість серцевих циклів та ввести в формулу (2) випадкову складову. Вираз (2) набуде при цьому вигляду (3):

$$S_{nk}(t) = (A_{nk} + \psi_A) \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_t) \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk},$$

$$t \in [0, T_{nk}), \quad (3)$$

де $\psi_A(M\{A\}, D\{A\})$ – випадкова величина амплітуди хвилі з математичним сподіванням $M\{A\}$ та дисперсією $D\{A\}$; де: $\psi_t(M\{t\}, D\{t\})$ – випадкова величина тривалості хвилі з математичним сподіванням $M\{t\}$ та дисперсією $D\{t\}$.

Імітаційна модель ФПС у межах n -ої кількості періодів передбачає використання функції *rand* пакету приладних програм MATLAB R2019b (США). При

цьому числове значення $rand$ міняється в межах значень математичним сподіванням $M\{A\}$, $M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}$, $D\{t\}$ для часу t та амплітуди A .

4. 3. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Психоемоційний стрес, який виникає на прийомі у лікаря-стоматолога, призводить до зміни функціональної діяльності серцево-судинної системи, проявом чого є зміна пульсу. Такі зміни спостерігається вже на етапі очікування стоматологічних маніпуляцій. Максимального значення пульс досягає під час маніпуляцій, що показують дані дослідження [6], у якому кількісна оцінка показників проводилася шляхом порівняння даних контрольної та піддослідної групи. Відстеження цих змін із використанням фотоплетизмографії потребує врахування природи психоемоційного стресу. Зміни у діяльності ССС при психоемоційному стресі можна розділити на три стадії – стадія тривоги, стадія резистентності та стадія відновлення, яке спостерігається після завершення дії стрес-фактору. Довготривала дія стрес-фактору може призвести до виникнення стадії виснаження, яка призводить до порушення діяльності організму.

Враховуючи фази перебігу психоемоційного стресу, при імітаційному моделюванні, введено коефіцієнт зміни періоду B – забезпечує імітування ФПС по формі, шляхом перемноження на значення k -го періоду $T_k \cdot B$. При цьому коефіцієнт зміни періоду складається з n -го числа гармонічних функцій (4):

$$B_{nk} = A_{T_{nk}} \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_{T_{nk}}) \cdot L_{nk},$$

$$n = \overline{1,5}, \quad k = \left(\overline{1, B_{\max}} \right), \quad k \in l_n, \quad (4)$$

де B_{nk} – n -на хвиля коефіцієнта зміни періоду для k -го періоду; l_n – n -на область, на якій період змінює своє значення $L \in [l_1, \dots, l_n]$; L – область значень для коефіцієнта зміни періоду B_n ; B_{\max} – максимальне значення зміни періоду.

Принцип формування коефіцієнту, який визначає зміну періоду при психоемоційному стресі показано на рис. 5, де через $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$ позначено області, на яких період змінює своє значення у відповідності до перебігу стрес-реакції організму. Область l_1, l_6 відображає стан спокою; l_2 – стадія тривоги; l_3 – l_5 – стадія резистентності.

На рис.6 час моделювання T_e розбито на характерні часові інтервали. При цьому $T_e \in [t_n, \dots, t_{n+1}]$, де $n \in 1, 2, \dots, N$; N – кількість відліків коефіцієнта зміни періоду B_{nk} по часу. На періоді $t < t_1$ пульс відповідає стану спокою. Очікування стоматологічних маніпуляцій (або іншого наперед відомого стрес-фактору) призводить до виникнення стадії тривоги, яка відповідає часовому інтервалу $t_2 < t < t_1$. Стадія резистентності при імітаційному моделюванні розбита на 3 часові інтервали. Зростанню ФПС до максимального значення відповідає часовий інтервал $t_3 < t < t_2$. Різке зростання пульсу на першому етапі стадії резистентності закінчується формуванням нестійкої рівноваги $t_4 < t < t_3$. Після припинення дії

стрес-фактору відбувається відновлення частоти пульсу на часовому інтервалі $t_4 < t < t_5$ до значень, які спостерігалися у стані спокою. Дане твердження відображає часовий інтервал $t > t_5$. Для моделювання кривої зміни періоду використано пакет приладних програм MATLAB R2019b (США).

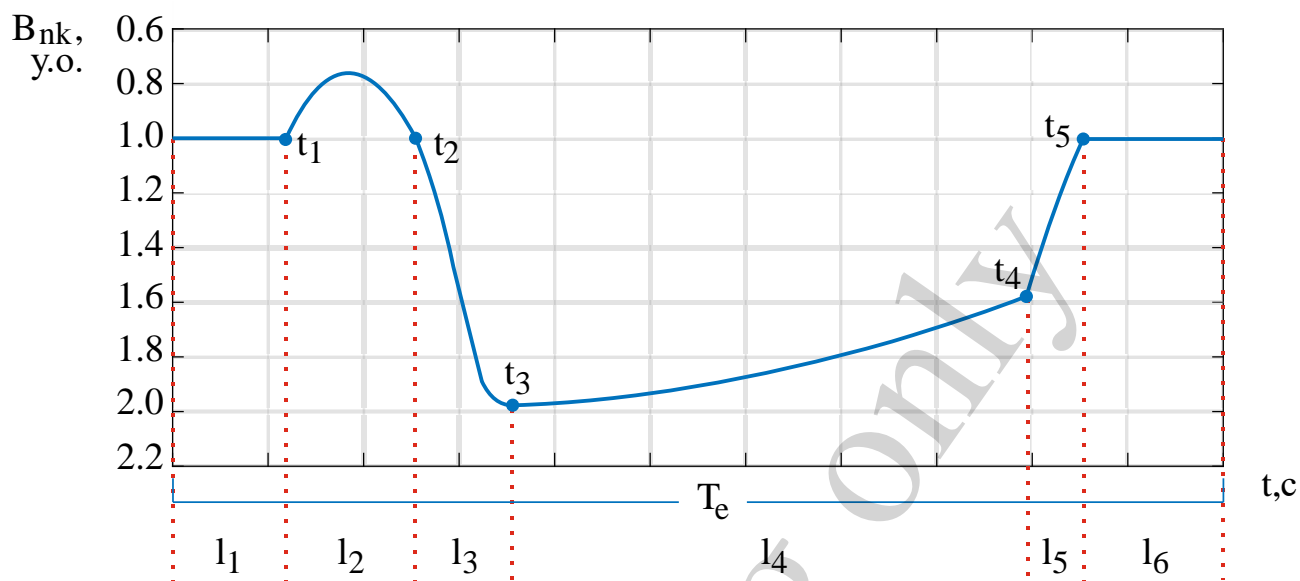


Рис. 5. Крива зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі: $x - t$, c – час в секундах; $y - B_{nk}$, у.о. – коефіцієнт зміни періоду в умовних одиницях

4. 4. Комплексна імітаційна модель періодичного ФПС із випадковою складовою та врахуванням кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Моделювання ФПС при психоемоційному стресі із використанням пакету приладних програм MATLAB R2019b (США) побудовано за наступним алгоритмом:

1. Введення параметрів одиничного ФПС.
2. Введення часових проміжків зміни ФПС при психоемоційному стресі: – T_e – час експерименту; t_1 – початок дії стрес-фактору; t_2 – початок мобілізації ресурсів організму; t_3 – досягнення максимального значення пульсу; t_4 – початок відновлення пульсу; t_5 – відновлення пульсу до значення в стані спокою.
3. Введення значень математичного сподівання $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсії $D\{A\}, D\{t\}$ для формування випадкової складової.
4. Моделювання ФПС на періоді T_e із врахуванням коефіцієнта зміни періоду B_{nk} .
5. Виведення результатів імітаційного моделювання ФПС із врахуванням коефіцієнта зміни періоду B_{nk} , математичного сподівання $M\{A\}, M\{t\}$ та дисперсії $D\{A\}, D\{t\}$.

Блок-схема алгоритму формування ФПС при психоемоційному стресі показано на рис. 6.

Підтвердження адекватності результатів моделювання потребує проведення оцінки даних, які отримані шляхом імітаційного моделювання. Способом

валідації імітаційної моделі є розрахунок відносної похибки та t -критерію Стюдента для зімітованого та експериментально отриманого сигналів. Експериментальний ФПС отримано із використанням Samsung Galaxy Note8 (Південна Корея). Оцінка його метрологічних характеристик проведена із використанням NeXus-10 МКП (Нідерланди) [21].

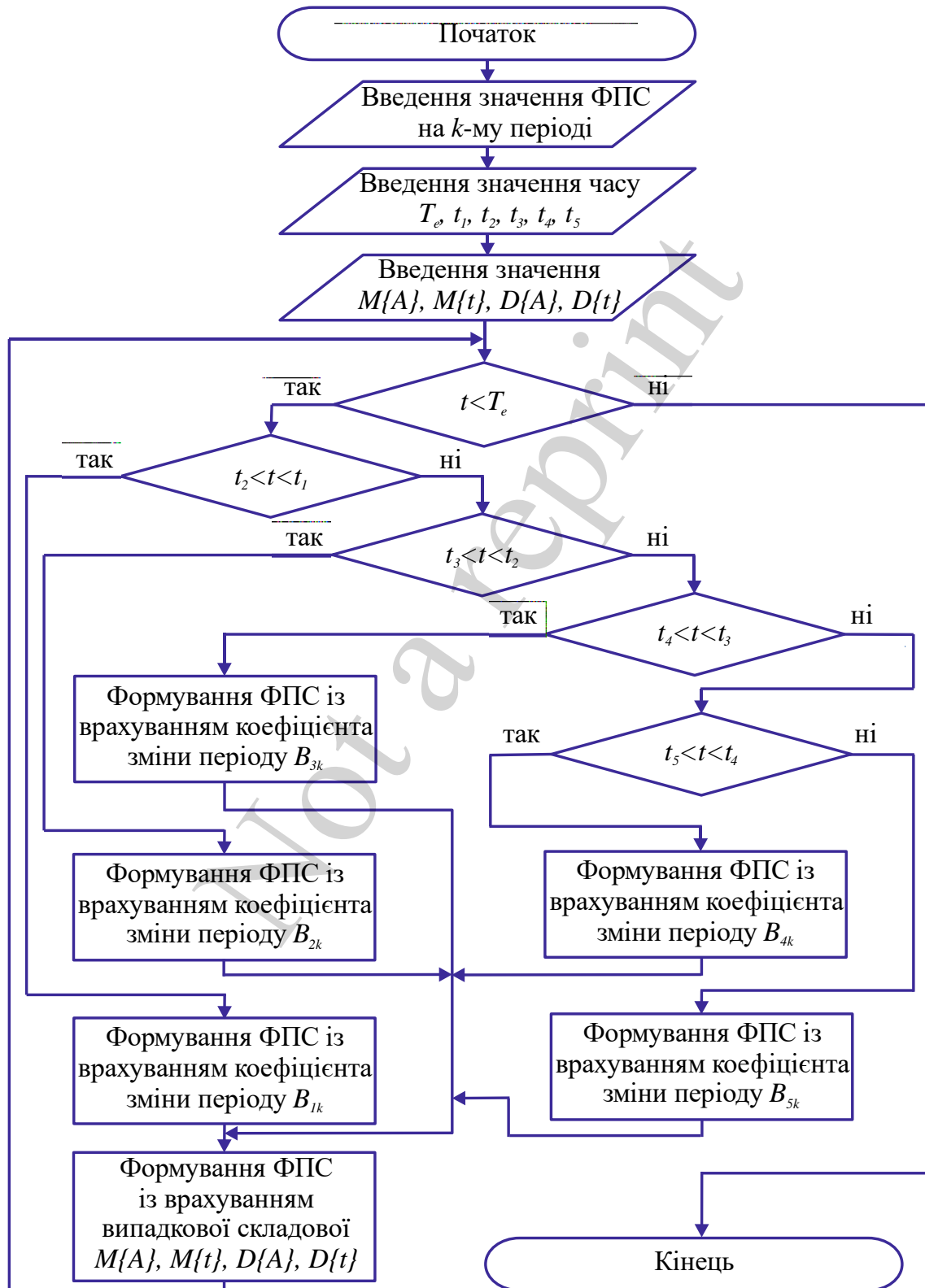


Рис. 6. Блок-схема алгоритму моделювання ФПС при психоемоційному стресі

5. Результати розробки імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі

5.1. Розробка імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу в межах одного періоду

Результат моделювання ФПС в межах одного періоду із використанням пакет приладних програм MATLAB R2019b (США) відображено на рис. 7.

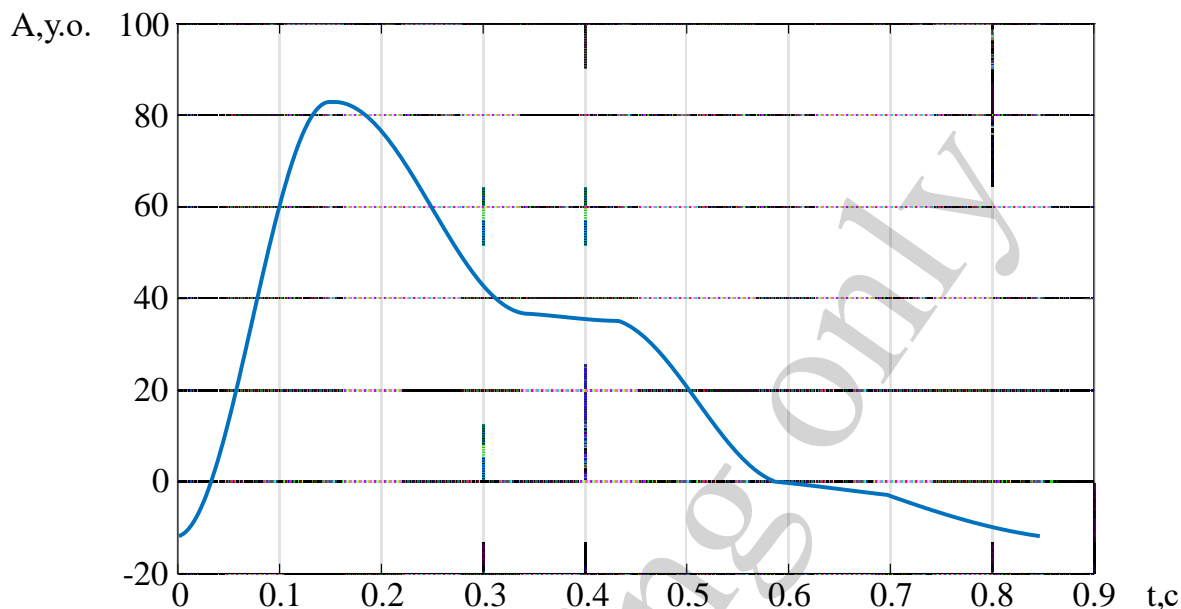


Рис. 7. Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду: $x - t$, с – час в секундах; $y - A$, у.о. – амплітуда в умовних одиницях

Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду враховує у своїй структурі основні кодуючі точки та форму сигналу. Період зімітованого сигналу відповідає частоті серцевих скорочень 70 ударів за хвилину. Відтворення сигналу із використанням гармонічних функцій для 6-ти відрізків дозволяє змінювати часові інтервали між контрольними точками та змінювати амплітуду відрізків сигналу, що дає можливість відтворювати форму сигналу при нормальному функціонуванні ССС та при наявності патологій. Зміна просвіту судин веде до зростання або зменшення амплітуди відбитої хвилі [20], що є ознакою патологічних змін еластичності судин. Оскільки імітаційна модель побудована з окремих відрізків із використанням гармонічної функції, то зміна амплітудних параметрів та зсуву відрізків 3 та 4 (рис. 4), дозволяє відтворити форму сигналу із врахуванням таких відхилень від норми. Імітаційна модель ФПС в межах одного періоду є базовим елементом для побудови імітаційної моделі на довільному часовому проміжку як у стані спокою, так і при психоемоційному стресі.

5.2. Розробка імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу в межах n -ої кількості періодів із врахуванням випадкової складової

Результат моделювання ФПС із врахуванням математичним сподіванням $M\{A\}$, $M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}$, $D\{t\}$ в межах 10-ти періодів показано на рис. 8.

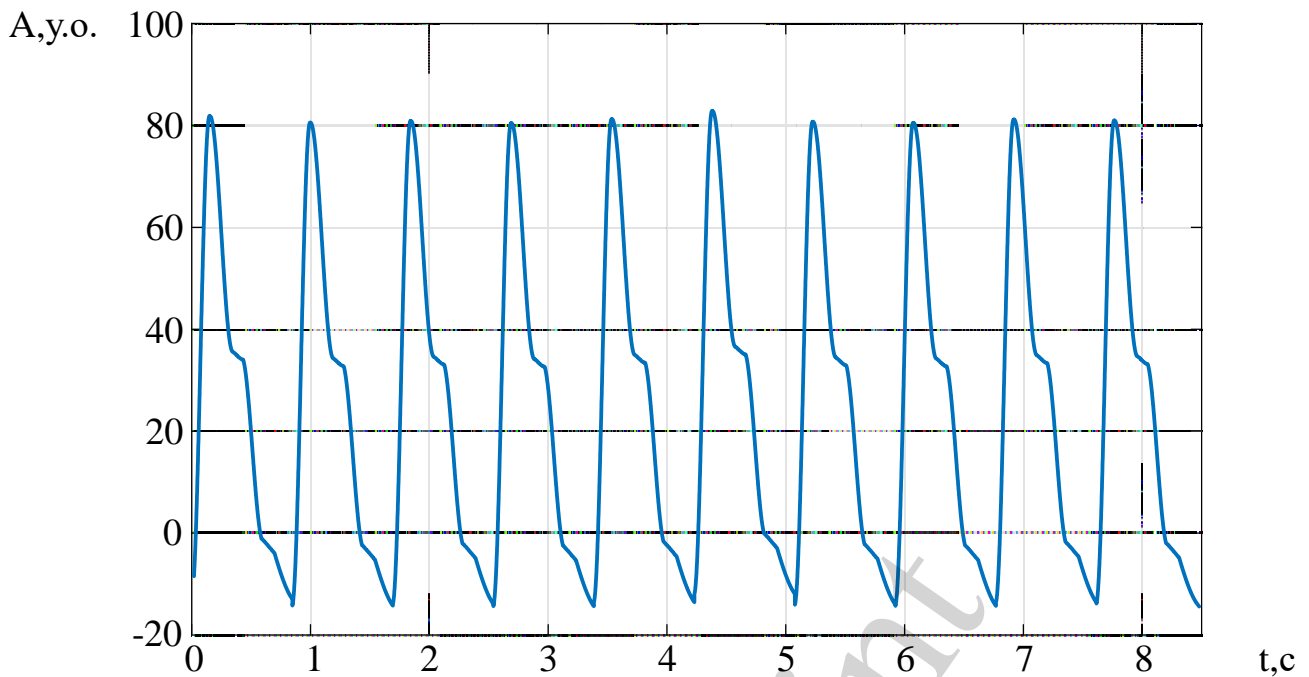


Рис. 8. Імітаційна модель ФПС в межах 10-ти періодів із врахуванням випадкової складової: $x - t, c$ – час в секундах; $y - A, y.o.$ – амплітуда в умовних одиницях

Імітаційна модель ФПС в межах 10-ти періодів відображає у своїй структурі періодичність сигналу та випадкову складову із значенням $rand=2$ для амплітуди A та $rand=1$ для періоду t . Відтворення сигналу таким способом дозволяє враховувати наявність випадкових величин по амплітуді $M\{A\}$, $D\{A\}$ та по часу $M\{t\}$, $D\{t\}$, як показано на рис. 8. Виникнення відхилень сигналу зумовлене зовнішніми та внутрішніми чинниками: артефакти руху, оптичні перешкоди, тощо. Використання такого підходу до побудови імітаційної моделі ФПС дозволяє враховувати випадкову складову сигналів біологічного походження.

5. 3. Розробка імітаційної моделі кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Результат моделювання кривої зміни періоду показано на рис. 9. Моделювання проведено на періоді $T_e=220$ с.

На рис. 9 час моделювання T_e розбито на характерні часові інтервали. На періоді $t < t_1$ пульс відповідає стану спокою. Очікування наперед відомого стрес-фактору призводить до зменшення пульсу на 20 % (часовий інтервал $t_2 < t < t_1$). Зростанню пульсу у 2 рази відбувається на часовому інтервалі $t_3 < t < t_2$. Після чого відбувається формуванням нестійкої рівноваги $t_4 < t < t_3$. У цей період пульс змінюється несуттєво до моменту припинення дії стрес-фактору. Після припинення дії стрес-фактору відбувається відновлення частоти пульсу на часовому інтервалі $t_4 < t < t_5$ до значень, які спостерігалися у стані спокою.

Зімітована крива перебігу стрес-реакції відображає характерні зміни у діяльності ССС, які спостерігаються при психоемоційному стресі. Її використання для розробки імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі дозволяє врахувати зміни у діяльності ССС, які підпорядковуються визначеним етапам

перебігу стрес-реакції. Це створює можливість прогнозувати стан пацієнта на протязі періоду дії стрес-фактору та після його припинення. При цьому запропонована імітаційна модель побудована таким чином, що дозволяє змінювати тривалість стадій перебігу стрес-реакції для забезпечення відтворення різних сценаріїв зміни стану пацієнта при психоемоційному стресі.

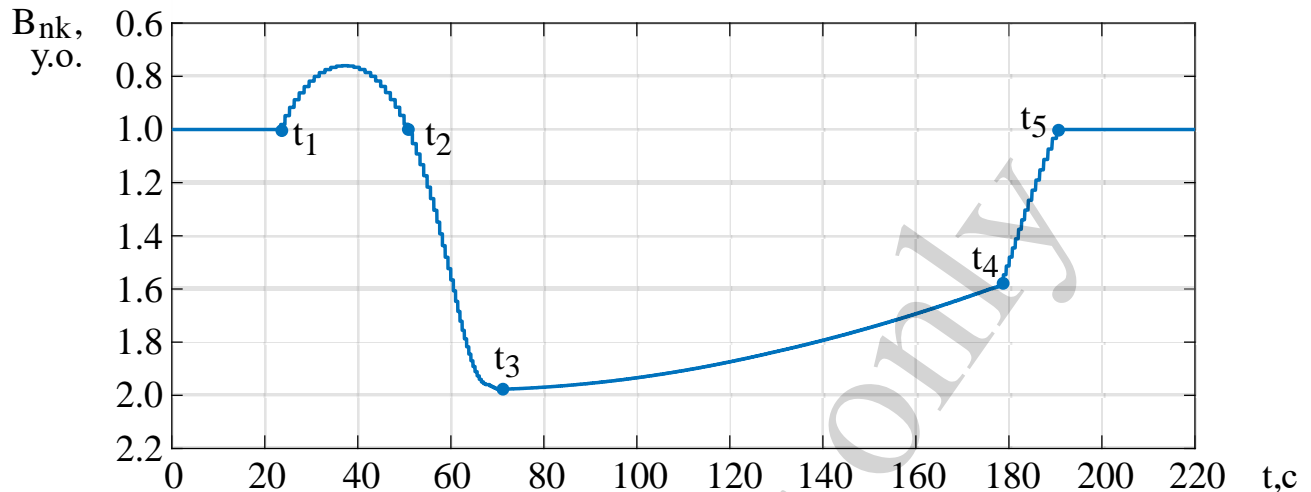
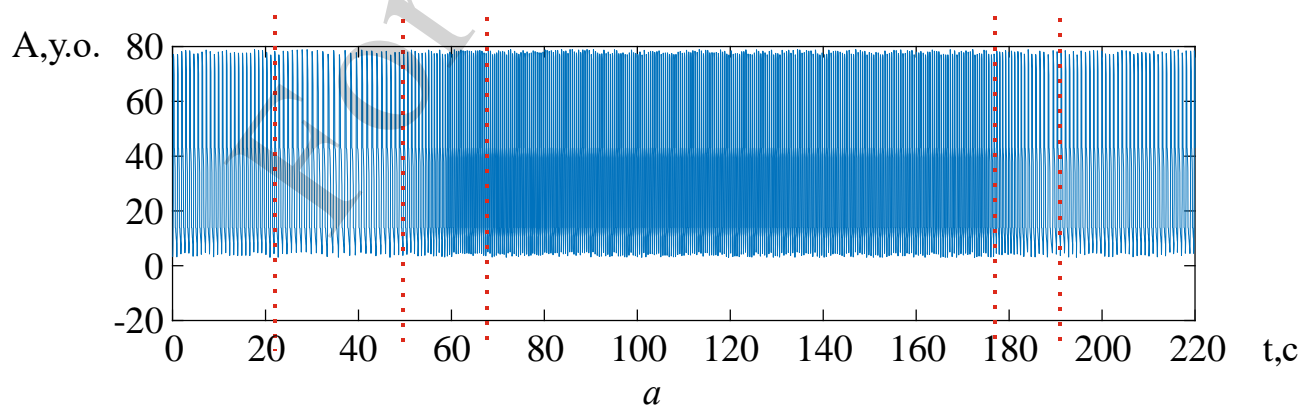


Рис. 9. Імітаційна модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі ($T_e=220$ с): $x - t$, с – час в секундах; $y - B_{nk}$, у.о. – коефіцієнт зміни періоду в умовних одиницях

5. 4. Розробка комплексної імітаційної моделі періодичного ФПС із випадковою складовою та врахуванням кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі

Результат імітаційного моделювання ФПС при психоемоційному стресі із використанням пакету приладних програм MATLAB R2019b (США) із врахуванням періодичності сигналу, випадкової складової та кривої перебігу стрес-реакції представлено на рис. 10.



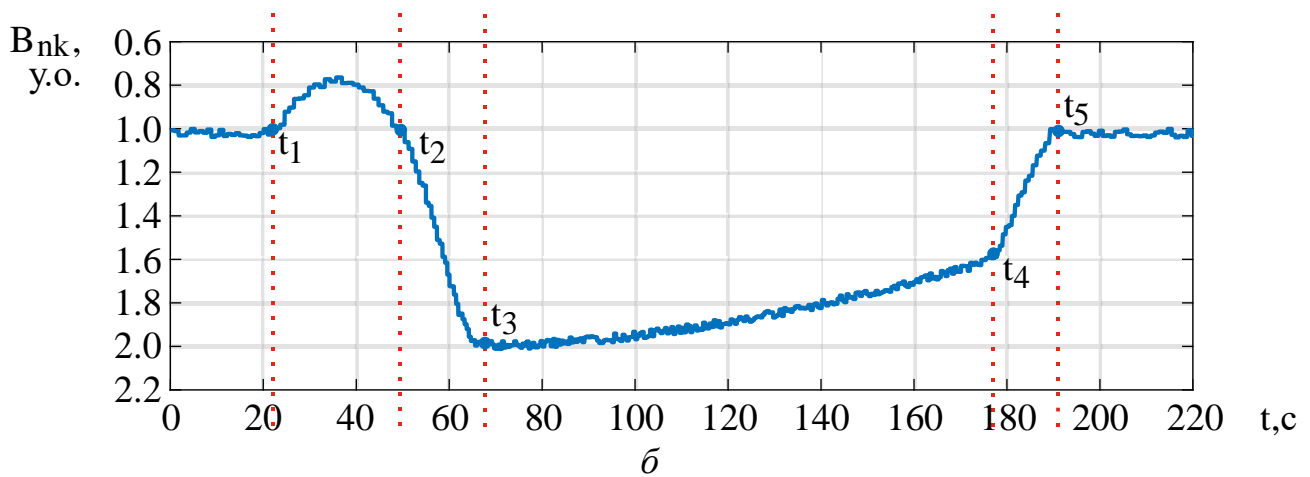


Рис. 10. Імітаційна модель ФПС при психоемоційному стресі ($T_e=220$ с) із врахуванням випадкової складової: a – зімітований ФПС: $x - t$, с – час в секундах; $y - A$, у.о. – амплітуда в умовних одиницях; b - крива коефіцієнту зміни періоду B_{nk} для зімітованого ФПС: $x - t$, с – час в секундах; $y - B_{nk}$, у.о. – коефіцієнт зміни періоду в умовних одиницях

Результат імітаційного моделювання підтверджено експериментальним сигналом, отриманим із використанням Samsung Galaxy Note8 (Південна Корея) [21]. Оцінка його метрологічних характеристик проведена із використанням NeXus-10 МКП (Нідерланди), який є золотим стандартом FDA для такого роду вимірювань. З рис. 11 видно, що реалізація ФПС в межах 3 с відображає форму сигналу та його основні параметри в межах вказаного періоду.

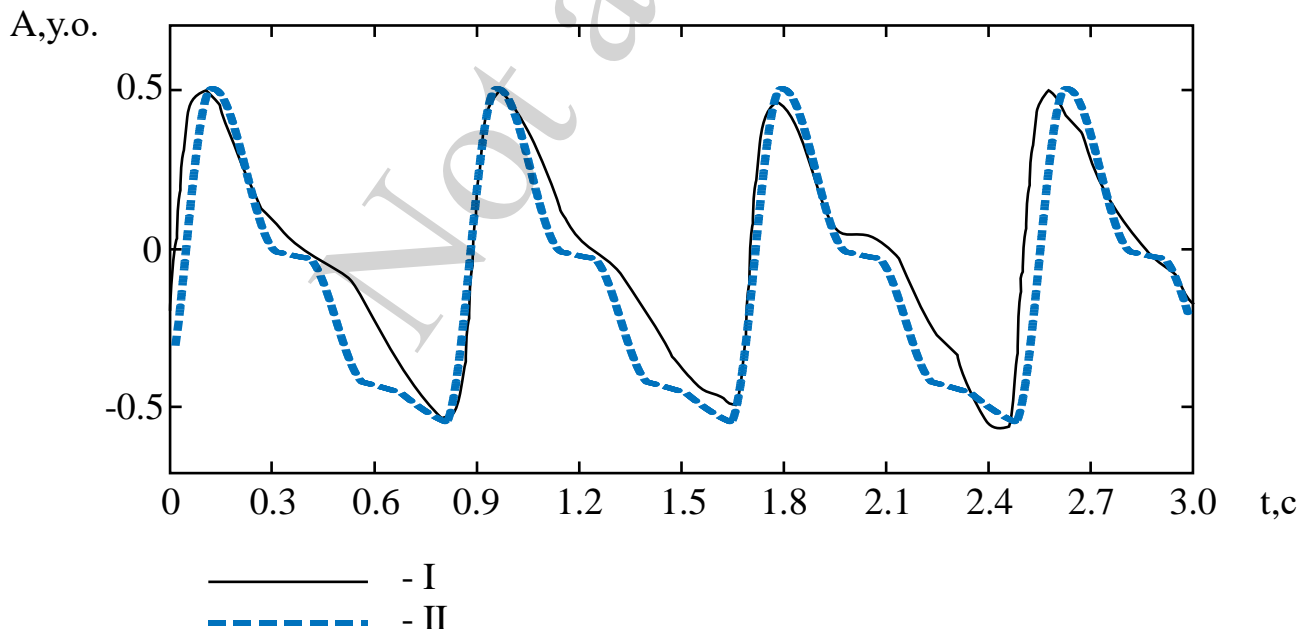


Рис. 11. Реалізації зімітованого та експериментально зареєстрованого ФПС на періоді $T_e=3$ с: I – експериментально зареєстрований ФПС [21]; II – зімітований ФПС: $x - t$, с – час в секундах; $y - A$, у.о. – амплітуда в умовних одиницях

Розрахунок відносної похибки для розкиду амплітуди зімітованого та експериментально отриманого сигналів складає 3,97 %. Відносна похибка між значенням періодів зімітованого та експериментально отриманого сигналів (по максимальній амплітуді) складає 3,41 %. Отримані результати свідчать про високу точність методу імітаційного моделювання ФПС. Розрахунок t -критерію Стьюдента для двох вибірок розкиду амплітуди та періоду для зімітованого та експериментально отриманого сигналів вказує, що різниця між даними є статистично не значущою – $p=0,296$ та $p=0,275$ відповідно.

6. Обговорення результатів розробки імітаційної моделі фотоплетизмографічного сигналу при психоемоційному стресі

Розроблена імітаційна модель ФПС при психоемоційному стресі (рис. 10) ілюструє основні закономірності моделювання сигналів біологічного походження – періодичність, наявність випадкової складової та закономірності перебігу стрес-реакції. ФПС має ряд характерних кодуєчих точок, які відображають стан серцево-судинної системи в цілому, що показано на рис. 2. При психоемоційному стресі також важливо враховувати процес перебігу стрес-реакції організму, яка має ряд характерних часових інтервалів відображених на рис. 1. Тому моделювання ФПС проведено із врахуванням трьох відправних тезисів: ФПС є періодичним сигналом; ФПС містить випадкову складову; ФПС має відображати стадії перебігу стрес-реакції. Моделювання сигналу із використанням формули (2) дозволяє врахувати у структурі сигналу лише його періодичність, оскільки зміна характеристик сигналу підпорядковується закону, який не передбачає випадкових процесів у сигналах біологічного походження. Періодичність сигналів при імітаційному моделюванні периферійного кровообігу враховано у працях [9, 13]. Використання формули (2) дає можливість відтворювати форму сигналу, що також передбачено у гармонічній трифазній моделі [11] та імітаційній моделі добового пульсового сигналу [13]. Однак відтворення форми сигналу та кодуєчих точок не забезпечено в адитивній суміші детермінованої та випадкової складових [10]. Основою імітаційної моделі ФПС в межах одного періоду є 6-ть гармонічних функцій, які враховують амплітудні та часові характеристики діяльності ССС, а також періодичність сигналів біологічного походження.

Введення випадкової складової, а саме математичного сподівання $M\{A\}$, $M\{t\}$ та дисперсією $D\{A\}$, $D\{t\}$ по амплітуді та частоті (3), дозволяє враховувати характеристики сигналу, які виникають при відборі сигналу від реального біооб'єкту. Виникнення відхилень у ФПС, які мають випадковий характер, може бути зумовлене як особливостями організму, так і перешкодами, артефактами руху, тощо. Імітаційна модель ФПС в межах 10-ти періодів відображає у своїй структурі періодичність сигналу та випадкову складову із значенням $rand=2$ для амплітуди A та $rand=1$ для періоду t . Відтворення сигналу таким способом дозволяє враховувати наявність випадкових величин по амплітуді $M\{A\}$, $D\{A\}$ та по часу $M\{t\}$, $D\{t\}$. Випадкова складова у сигналах біологічного походження не врахована у імітаційній моделі пульсової хвилі у вигляді синусоїди із експотенційним затуханням [9] та гармонічній трифазній моделі [11].

Оскільки стрес-реакція має стадії перебігу, які можна відслідкувати по зміні у діяльності серцево-судинної системи, ФПС також має змінюватися за певним законом, на основі якого можна судити про стан пацієнта. На рис. 9 показано імітаційну модель кривої перебігу стрес-реакції із використанням формули (4), що відображає довготривалий процес перебігу стрес-реакції. Основою такої імітаційної моделі є використання 4-ох гармонічних функцій. Лише у імітаційній моделі добового пульсового сигналу [13] враховано перебіг довготривалих процесів, які при цьому не відображають особливостей стрес-реакції. Застосування комплексного підходу для імітаційного моделювання ФПС при психоемоційному стресі дозволяє враховувати стан ССС не лише у даний момент, але і прогнозувати зміни у діяльності організму на певному відрізку часу. Тобто на основі даних про час припинення дії стрес-фактору можна визначити період потрібний для відновлення діяльності ССС. Однак, у той самий час, моделювання сигналу із врахуванням кривої перебігу стрес-реакції організму призводить до ускладнення алгоритмів моделювання пульсового сигналу та збільшення числа вхідних параметрів.

Для підтвердження адекватності результатів моделювання проведено оцінку експериментального та зімітованого сигналів шляхом розрахунку відносної похибки та порівняння сигналів за t -критерієм Стьюдента. Розрахунок відносної похибки для зімітованого та експериментально отриманого сигналів вказує на високу точність методу моделювання ФПС при психоемоційному стресі. Відносна похибка для розкиду амплітуди такої моделі та експериментальних даних складає 3,97 %, а для періоду – 3,41 %. Розрахунок t -критерію Стьюдента для експериментально отриманого та зімітованого сигналів показав, що різниця є статистично незначущою і складає $p=0,296$ – для амплітуди та $p=0,275$ – для періоду.

Використання запропонованої імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі дає можливість отримувати дані із наперед відомими параметрами. Важливою перевагою такого методу імітаційного моделювання ФПС є те, що структура моделей дозволяє змінювати вхідні параметри сигналу як по амплітуді, так і по часу, що дозволяє отримувати набір різнотипних даних. Використання таких даних є одним із важливих критеріїв для валідації алгоритмів обробки сигналів при психоемоційному стресі. Сучасне апаратне забезпечення для відбору ФПС має високу дискретність відібраного сигналу та є ергономічним, що дозволяє використовувати його на протязі тривалого часу. Одним із шляхів удосконалення існуючого обладнання та створення нового є використання алгоритмів обробки ФПС, які можуть здійснювати інтерпретацію даних в межах конкретної проблеми. Тому валідація алгоритмів обробки – важливий крок отримання достовірних даних, які сприяють зменшенню ризиків виникнення невідкладних станів у стоматологічній практиці, викликаних психоемоційним стресом. Оскільки ергономічні показники та апаратне забезпечення дозволяють проводити довготривалий моніторинг, то удосконалення програмного забезпечення та його валідація є важливим етапом виробничих процесів та створення конкурентоспроможного обладнання. Розроблена імітаційна модель ФПС при

психоемоційному стресі може бути використана для тестування алгоритмів обробки масиву даних ФПС на етапі проектування обладнання.

Використання запропонованої імітаційної моделі, на відмінно від вже існуючих, сприяє врахуванню більшості факторів, які виникають як відповідь на стрес-фактор. Тому використання розробленої імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі можливе не лише у стоматологічній практиці, а й в інших суміжних галузях, які пов'язані із стресом. До таких галузей, окрім медичної, можна віднести сферу обслуговування, оскільки працівники окремих професій піддаються дії стресу, який негативно позначається на стані ССС. Запропонований принцип імітаційного моделювання може бути також використаний для відтворення інших сигналів, які мають схожу природу, тобто є періодичними, містять випадкову складову та підпорядковуються довготривалим процесам. Прикладом процесу, який може бути змодельованим із використанням такого підходу, є моделювання ефективності сонячних панелей на протязі світлового дня. Постійна складова – мінімальний рівень розсіяного світла, випадкова складова – наявність хмарного покриву на протязі дня, довготривалий процес – зміна ефективності в залежності від кута падіння сонячних променів. Тобто використання запропонованого принципу імітаційного моделювання є перспективним у різних галузях.

До обмежень імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі можна віднести те, що у структурі моделі не враховано зміну ФПС зумовлену дихальними рухами. Тобто структура моделі передбачає нормування сигналу відносно нульового рівня для однієї із кодуючих точок сигналу. Це, у свою чергу, потребує використання додаткових обчислювальних потужностей для нормування сигналу, лише після чого можливе його порівняння із зімітованим сигналом. Удосконалення існуючої імітаційної моделі з врахуванням зміни сигналу, яка зумовлена дихальними рухами, дасть можливість покращити процес валідації алгоритмів обробки сигналів при психоемоційному стресі без використання додаткових етапів підготовки сигналу.

Розвиток даного дослідження можна здійснити в напрямку усунення вказаного недоліку імітаційної моделі ФПС при психоемоційному стресі.

7. Висновки

1. Розроблено імітаційну модель ФПС із врахуванням форми сигналу та основних кодуючих точок. Основою такої моделі є використання 6-ти гармонічних функцій, які дозволяють проводити моделювання сигналу по амплітуді та на визначених часових інтервалах. Таке імітаційне моделювання дозволяє відтворювати форму сигналу та основні часові і амплітудні параметри, які відображають діяльність ССС.

2. Розроблено імітаційну модель ФПС в межах 10-ти періодів із врахуванням випадкової складової. Така імітаційна модель дозволяє врахувати випадкову складову сигналів біологічного походження за рахунок введення у її структурі математичного сподівання та дисперсії по амплітуді $M\{A\}, D\{A\}$ та по часу $M\{t\}, D\{t\}$.

3. Розроблено імітаційну модель кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі із використанням 4-ох гармонічних функцій. Основою такої моделі є відтворення характерних стадій перебігу стрес-реакції. Запропонована імітаційна модель побудована таким чином, що дозволяє змінювати тривалість стадій перебігу стрес-реакції для забезпечення відтворення різних сценаріїв зміни стану пацієнта при психоемоційному стресі.

4. Розроблено комплексну імітаційну модель періодичного ФПС із випадковою складовою та врахуванням кривої зміни фізіологічних показників при психоемоційному стресі. Імітаційна модель базується на відтворенні характеристик сигналу та кривої перебігу стрес-реакції із використанням гармонічних функцій для окремих ділянок моделі. Основне призначення запропонованої моделі – отримання даних із наперед відомими параметрами для вирішення задачі валідації алгоритмів опрацювання ФПС при психоемоційному стресі. Відносна похибка для розкиду амплітуди такої моделі та експериментальних даних складає 3,97 %, а для періоду – 3,41 %. Розрахунок t-критерію Стьюдента показав, що різниця є статистично незначущою: $p=0,296$ – для амплітуди та $p=0,275$ – для періоду. Розроблена імітаційна модель характеризується високою точністю та відтворюваністю, що сприяє її використанню для вирішення задач валідації алгоритмів опрацювання ФПС при психоемоційному стресі.

Література

1. Бургонський, В. Г., Бургонська, С. В. (2014). Зміни стресостійкості як передумова психосоматичних порушень у стоматологічних хворих. Современная стоматология, 4, 13–20.
2. Демьяненко, С. А., Авдоница, Л. И., Бойко, В. В. (2004). Кардиомониторинг при различении боязни и страха и принятии решения о премедикации на стоматологическом приеме. Институт стоматологии, 3 (24), 8–12. URL: <https://instom.spb.ru/catalog/article/8594/?view=pdf>
3. Демьяненко, С. А. (2014). Психоемоциональное напряжение в развитии гипертензивных реакций на стоматологическом приеме. Вятский медицинский вестник, 3-4, 53–56. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/psihoeemotsionalnoe-napryazhenie-v-razviti-gipertenzivnyh-reaktsiy-na-stomatologicheskoy-prieme/viewer>
4. Вагнер, В. Д., Нимаев, Б. Ц. (2005). Концептуальные основы дальнейшего развития общей (семейной) практики в стоматологии. Институт стоматологии, 4, 20–21. URL: <https://instom.spb.ru/catalog/article/8762/?view=pdf>
5. Мінцер, О. П. (Ред.) (2011). Сучасні методи і засоби для визначення і діагностування емоційного стресу. Вінниця: ВНТУ, 228. URL: http://dspace.wunu.edu.ua/jspui/bitstream/316497/2138/1/Monografiya_Syergyeyeva.pdf
6. Moraes, J., Rocha, M., Vasconcelos, G., Vasconcelos Filho, J., de Albuquerque, V., Alexandria, A. (2018). Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. Sensors, 18 (6), 1894. doi: <https://doi.org/10.3390/s18061894>
7. Ткаченко, П. І., Білоконь, С. О., Лохматова, Н. М., Доброскок, В. О. (2017). Вираженість психоемоційного напруження на ситуаційний стрес у дітей

із незрошенням піднебіння. Український стоматологічний альманах, 1, 75–78. URL: http://elib.umsa.edu.ua/jspui/bitstream/umsa/10292/1/Vyrazhenist_psykhoemotsiinoho_napruzhennia.pdf

8. Мошкевич, В. С. (1970). Фотоплетизмография (Аппаратура и методы исследования). Москва: Медицина, 208. URL: <https://www.twirpx.com/file/1537026>

9. Акулов, В. А. (2006). Модель пульсовой волны и её реализация в среде Excel. Труды Третьей Всероссийской научной конференции. Ч. 4: Математические модели в информационных технологиях. Самара, 13–16. URL: <http://www.mathnet.ru/links/7fb61787446959c52d59306ab30dee10/mmkz693.pdf>

10. Самков, С. В., Черненко, А. И. (2006). Сверхширокополосный радар для измерения параметров сердечно-сосудистой системы человека при физических нагрузках. II Всерос. научная конф.-семинар. Муром, 475–479.

11. Гніліцький, В. В., Мужижька, Н. В. (2010). Уточнення гармонічної моделі пульсової хвилі для експрес-діагностики за пульсограмами. Вісник ЖДТУ. Серія "Технічні науки", 4 (55), 28–38.

12. Wu, H.-T., Wu, H.-K., Wang, C.-L., Yang, Y.-L., Wu, W.-H., Tsai, T.-H., Chang, H.-H. (2016). Modeling the Pulse Signal by Wave-Shape Function and Analyzing by Synchrosqueezing Transform. PLOS ONE, 11 (6), e0157135. doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0157135>

13. Hvostivska, L. V., Oksukhivska, H. M., Hvostivsky, M. O., Shadrina, H. M. (2019). Imitation Modeling of the Daily Pulse Signal for Long-Term Monitoring Systems. Visnyk NTUU KPI Seriya - Radiotekhnika Radioaparotobuduvannia, 77, 66–73. doi: <https://doi.org/10.20535/radap.2019.77.66-73>

14. Тригранян, Р. А. (1988). Стресс и его значение для организма. Москва: Наука, 175.

15. Кокун, О. М., Агаєв, Н. А., Пішко, І. О., Лозінська, Н. С. (2015). Основи психологічної допомоги військовослужбовцям в умовах бойових дій. Київ: НДЦ ГП ЗСУ, 170. URL: https://lib.iitta.gov.ua/11222/1/%D0%9F%D0%BE%D1%81%D1%96%D0%B1%D0%BD%D0%B8%D0%BA_2015.pdf

16. Wawrzyniak, A. J., Dilsizian, V., Krantz, D. S., Harris, K. M., Smith, M. F., Shankovich, A. et. al. (2015). High Concordance Between Mental Stress-Induced and Adenosine-Induced Myocardial Ischemia Assessed Using SPECT in Heart Failure Patients: Hemodynamic and Biomarker Correlates. Journal of Nuclear Medicine, 56 (10), 1527–1533. doi: <https://doi.org/10.2967/jnumed.115.157990>

17. Шевченко, В. В., Осадчий, А. В., Есипенко, Е. С. (2012). Способ выделения информативных параметров фотоплетизмосигнала для определения системных реакций на МЛТ. Современные научные исследования и инновации, 5. URL: <http://web.snauka.ru/issues/2012/05/12640>

18. Хвостівська, Л. В. (2016). Імітаційна модель пульсового сигналу судин людини. Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки, 2, 94–100. URL: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Vchnu_tekh_2016_2_18

19. Teng, Y., Ge, L., Chou, Y. (2018). A Novel Abnormal Segments Detection Method for Photoplethysmography Signal. 2018 37th Chinese Control Conference (CCC). doi: <https://doi.org/10.23919/chicc.2018.8483815>

20. Takazawa, K., Tanaka, N., Fujita, M., Matsuoka, O., Saiki, T., Aikawa, M. et. al. (1998). Assessment of Vasoactive Agents and Vascular Aging by the Second Derivative of Photoplethysmogram Waveform. *Hypertension*, 32 (2), 365–370. doi: <https://doi.org/10.1161/01.hyp.32.2.365>

21. Askarian, B., Jung, K., Chong, J. W. (2019). Monitoring of Heart Rate from Photoplethysmographic Signals Using a Samsung Galaxy Note8 in Underwater Environments. *Sensors*, 19 (13), 2846. doi: <https://doi.org/10.3390/s19132846>

Not a reprint